

EUROPEAN PATENT OFFICE

Patent Abstracts of Japan

PUBLICATION NUMBER : 2000083921
PUBLICATION DATE : 28-03-00

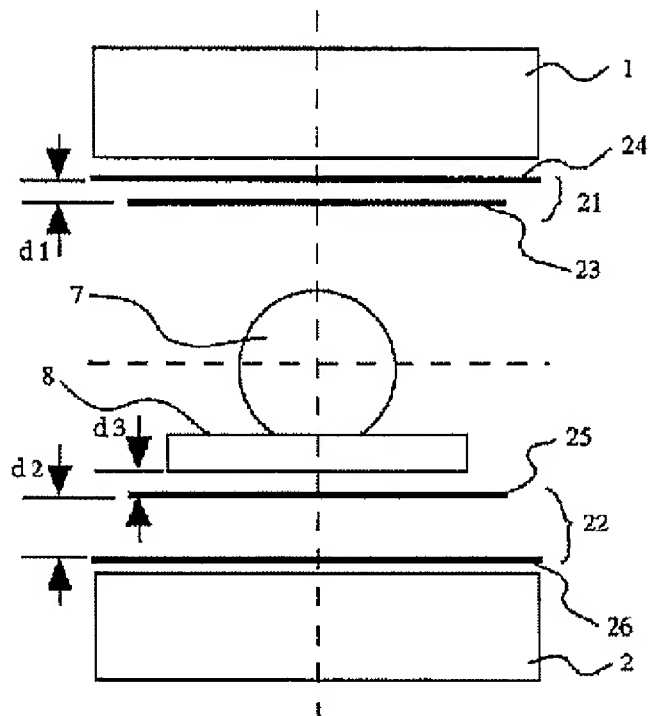
APPLICATION DATE : 11-09-98
APPLICATION NUMBER : 10274282

APPLICANT : HITACHI MEDICAL CORP;

INVENTOR : YAO TAKESHI;

INT.CL. : A61B 5/055 G01R 33/385

TITLE : MAGNETIC RESONANCE IMAGING
DEVICE



ABSTRACT : PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a magnetic resonance imaging device provided with a gradient magnetic field generating means satisfactory in openability and magnetic field generating efficiency.

SOLUTION: A pair of magnetic field generating units 1, 2 and gradient magnetic field coils 21, 22 arranged by vertically facing each other generate a uniform magnetic field and a gradient magnetic field in a photographing area 7. An examinee mounted on a table 8 is inserted to the area 7. The respective coils 21 and 22 are of an active shield type and consist of main coils 23, 25 and shield coils 24, 26. The main coil 23 on an upper side is disposed away from the area 7 and the main coil 23 on a lower side is disposed closely to the area 7. Namely, the respective coils 23 and 24 are arranged asymmetrically based on the area 7. Openability is improved on the upper side of the photographing area and an interval between the main coils and shield coils is expanded on the lower side to improve the efficiency of the gradient magnetic field coils.

COPYRIGHT: (C)2000,JPO

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-83921

(P2000-83921A)

(43) 公開日 平成12年3月28日 (2000.3.28)

(51) Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テーマコード* (参考)

A 6 1 B 5/055

A 6 1 B 5/05

3 4 0

4 C 0 9 6

G 0 1 R 33/385

C 0 1 N 24/06

5 1 0 Y

審査請求 未請求 請求項の数9 F D (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平10-274282

(22) 出願日 平成10年9月11日 (1998.9.11)

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 八尾 武

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

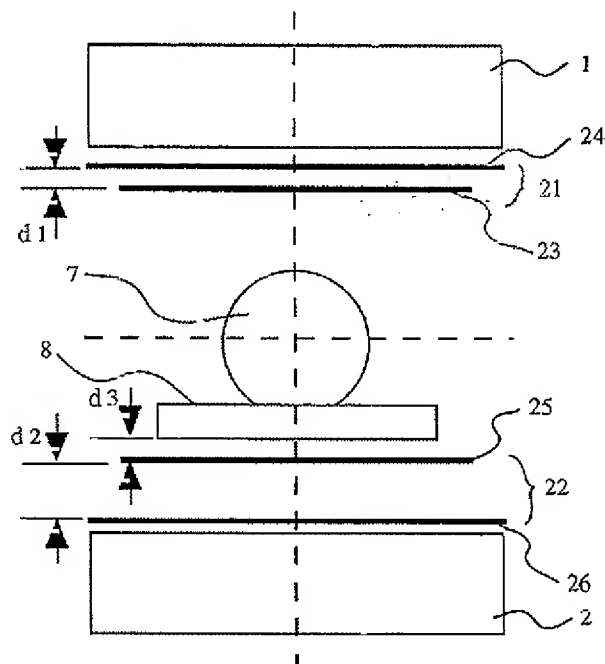
F ターム (参考) 4C096 AB33 AD09 CB01 CB04

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【要約】

【課題】 開放性と、磁場発生効率の良い傾斜磁場発生手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置を提供する。

【解決手段】 上下に対向して配置された一对の磁場発生ユニット (1, 2) と傾斜磁場コイル (21, 22) は、撮影領域 (7) に均一磁場と傾斜磁場を生成する。撮影領域 (7) にはテーブル (8) に載置された被検体が挿入される。各傾斜磁場コイル (21, 22) はアクティブシールド型のもので、主コイル (23, 25) とシールドコイル (24, 26) とから成る。上側の主コイル (23) は撮影領域 (7) から離れて配置され、下側の主コイル (24) は撮影領域 (7) に近接して配置されている。すなわち、各主コイル (23, 24) は撮影領域 (7) を基準にして非対称に配置されている。撮影領域の上側では開放性が改善され、下側では主コイルとシールドコイルの間隔が広がることにより傾斜磁場コイルの効率が向上する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 撮影領域を挟んで対向して配置され、該撮影領域に均一磁場を生成する一対の磁場発生手段と、前記撮影領域を挟んで前記磁場発生手段とほぼ同じ方向に対向して配置された一対の傾斜磁場発生手段とを具備する磁気共鳴イメージング装置において、前記一対の傾斜磁場発生手段が前記撮影領域を基準にして非対称に構成されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記一対の傾斜磁場発生手段のうちの一方の傾斜磁場発生手段の構造および／または寸法が、他方のものと異なることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】 請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記一対の傾斜磁場発生手段のうちの一方の傾斜磁場発生手段の外径が他方の外径と異なることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項4】 請求項2および3記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記一対の傾斜磁場発生手段がほぼ平板状に巻いたコイルを具備し、一方の傾斜磁場発生手段のコイル巻き線密度が他方のものと異なることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項5】 請求項2乃至4記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記一対の傾斜磁場発生手段は互いに逆向きの磁場を発生する主コイルとシールドコイルとの組合せから成るアクティブシールド型の傾斜磁場コイルであり、一方の傾斜磁場コイルの主コイルとシールドコイルとの間隔が他方の傾斜磁場コイルの主コイルとシールドコイルとの間隔と異なることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項6】 請求項5記載の磁気共鳴イメージング装置において、一方の傾斜磁場コイルの主コイルが前記撮影領域から離れて配置され、他方の傾斜磁場コイルの主コイルが前記撮影領域に近接して配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項7】 請求項1乃至6記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記一対の磁場発生手段および前記一対の傾斜磁場発生手段が前記撮影領域を挟んで上下方向に対向して配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項8】 請求項1乃至6記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記一対の磁場発生手段および前記一対の傾斜磁場発生手段が前記撮影領域を挟んで水平方向に対向して配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項9】 撮影領域を挟んで対向して配置され、該撮影領域に均一磁場を生成する一対の磁場発生手段と、前記磁場発生手段の内側に配置され、前記撮影領域に傾斜磁場を生成する傾斜磁場発生手段とを具備する磁気共

鳴イメージング装置において、前記傾斜磁場発生手段が前記一対の磁場発生手段のうちの一方の磁場発生手段の側にのみ配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI装置という）に係り、特に開放度の高い、高効率の傾斜磁場コイルを備えたMRI装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来の分離型磁石を備えたMRI装置では、その分離型磁石は上下方向または水平方向に撮影空間を挟むように配置された1対の対称な構造の磁石によって構成されている。これに併せて、傾斜磁場コイルも上下方向または水平方向に対称な1対の傾斜磁場コイルが使用されている。例えば、上下方向に対称に配置された永久磁石を磁場発生装置として用いた場合の例が特開平2-246927号公報に、また核スピントモグラフィ用勾配コイルの例が特開平9-173319号公報に、詳細に開示されている。

【0003】上記の公知例のように、上下方向に1対の磁石を配置した従来のMRI装置では、撮影時の被検体周辺の装置の断面図は図6に示す如くなっている。図6において、撮影領域（撮影空間）7を挟んで上下方向に上側磁場発生ユニット1と下側磁場発生ユニット2が対称に配置され、その内側に上側傾斜磁場コイルユニット3と下側傾斜磁場コイルユニット4が対称に配置されている。また、各々の傾斜磁場コイルユニット3、4は主コイル5とシールドコイル6とから構成され、主コイル5とシールドコイル6の間隔d1、d2はほぼ同一寸法となっている。

【0004】上記の如き配置において、被検体（図示せず）をテーブル8に載置して撮影領域7の中心部に挿入すると、撮影領域7の上側の空間は開放度の観点から見て被検体にとって十分な高さが必要となり、上側傾斜磁場コイルユニット3の厚さはできるだけ薄い方がよく、また、テーブル8の下側の空間（図示の間隔d3の部分）は被検体の開放度に寄与せず、無駄な空間となっている。

【0005】上記の如く、従来のMRI装置においては、被検体の上部および下部の空間において、それぞれの空間に対する要求が異なるにも拘らず、上下の傾斜磁場コイルユニット3、4が同一の構造になっているために、開放度およびコイルの効率が損なわれていたものである。例えば、図6において、主コイル5とシールドコイル6との間隔d1とd2を同じにしたために、テーブル8の下側の間隔d3の空間が無駄な空間となっている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】上記の如く、従来のMRI装置では、傾斜磁場コイルを対称な1対のコイルで構成したことにより、MRI装置の開放度および傾斜磁場コイルの効率を損ねているので、本発明では、被検体の開放度およびコイルの効率を高めた傾斜磁場コイルを具備するMRI装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明のMRI装置は、撮影領域を挟んで対向して配置され、該撮影領域に均一磁場を形成する一対の磁場発生手段と、前記撮影領域を挟んで前記磁場発生手段とほぼ同じ方向に対向して配置された一対の傾斜磁場発生手段とを具備するMRI装置において、前記一対の傾斜磁場発生手段が前記撮影領域を基準にして非対称に構成されている（請求項1）。

【0008】この構成では、傾斜磁場発生手段を撮影領域を基準にして非対称にして、MRI装置の開放度および傾斜磁場発生手段の効率を高めている。MRI装置では、被検体がテーブルに載置された状態で撮影領域に挿入されるため、被検体にとっての開放度という観点から見て、上側の空間の価値は高いが、下側の空間の価値は低い。従って、傾斜磁場発生手段も被検体の上側に広い空間を創出できるような上下非対称配置のものが有効である。また、傾斜磁場発生手段の効率は、その構成要素として主コイルとシールドコイルを有する場合には、両コイルの間隔を拡げることにより効率を上げることができるので、下側の空間を有効活用して、下側の傾斜磁場発生手段の効率を上げることができる。

【0009】本発明のMRI装置では更に、前記傾斜磁場発生手段のうちの一方の傾斜磁場発生手段の構造および/または寸法が、他方のものと異なる（請求項2）。

【0010】この構成では、傾斜磁場発生手段の構造および寸法のうちの少なくとも1つに非対称性を持たせて、被検体の開放度の向上、傾斜磁場発生手段の効率の向上を図っている。ここで、傾斜磁場発生手段の構造としては、各傾斜磁場発生手段の配置、これを構成するコイルの構造、コイルを構成するコイル巻き線の構造、コイル巻き線に流す電流値などが含まれ、傾斜磁場発生手段の寸法としては、外径、厚さ、構成要素としての主コイルとシールドコイルとの間隔などが含まれる。

【0011】本発明のMRI装置では更に、前記一対の傾斜磁場発生手段のうちの一方の傾斜磁場発生手段の外径が他方の外径と異なる（請求項3）。

【0012】この構成では、傾斜磁場発生手段の外径を小さくすることにより、被検体の開放度を向上させることができる。また、開放型水平磁場方式のMRI装置の場合、対向する磁場発生手段の外径がそれぞれ異なるものがあり、この磁場発生手段と組み合わせる傾斜磁場発生手段としては、磁場発生手段の外径に合わせて外径を非対称にすることは有効である。この場合にも、傾斜磁

場発生手段の外径の非対称を補正するために、構造の非対称を組み合わせることが必要である。

【0013】本発明のMRI装置では更に、前記一対の傾斜磁場発生手段がほぼ平板状に巻いたコイルを具備し、一方の傾斜磁場発生手段のコイル巻き線密度が他方のものと異なる（請求項4）。

【0014】この構成は、傾斜磁場発生手段を構成する平板状コイルのコイル巻き線密度に非対称性を持たせたものである。コイル巻き線密度を高くすることにより、撮影領域に発生する傾斜磁場の磁場強度を増すことができるので、傾斜磁場発生手段を撮影領域から離して配置した場合にこれを適用することにより、撮影領域の傾斜磁場を適正值に維持することができる。

【0015】本発明のMRI装置では更に、前記一対の傾斜磁場発生手段は互いに逆向きの磁場を発生する主コイルとシールドコイルとの組合せから成るアクティブシールド型の傾斜磁場コイルであり、一方の傾斜磁場コイルの主コイルとシールドコイルとの間隔が他方の傾斜磁場コイルの主コイルとシールドコイルとの間隔と異なる（請求項5）。

【0016】この構成では、傾斜磁場発生手段が撮影領域に傾斜磁場を発生する主コイルと、主コイルから漏洩磁場を防ぐシールドコイルとから成り、一方の傾斜磁場コイルの主コイルとシールドコイルの間隔を他方のものより狭めて、被検体の開放度を高めるための空間を創出している。

【0017】本発明のMRI装置では更に、一方の傾斜磁場コイルの主コイルが前記撮影領域から離れて配置され、他方の傾斜磁場コイルの主コイルが前記撮影領域に近接して配置されている（請求項6）。

【0018】この構成では、被検体の開放度が主コイルを撮影領域から離して配置した側では増加し、主コイルを撮影領域に近接して配置した側では減少するので、傾斜磁場発生手段の主コイルと撮影領域との距離の非対称性は被検体の開放度の必要に応じて決めることになる。

【0019】本発明のMRI装置では更に、前記一対の磁場発生手段および前記一対の傾斜磁場発生手段が前記撮影領域を挟んで上下方向に対向して配置されている（請求項7）。

【0020】この構成は、開放型垂直磁場方式のMRI装置に対応するものである。垂直磁場方式の場合、被検体がテーブルに載置された状態で撮影領域に挿入されるので、被検体の上側の空間を拡げるために、上側の傾斜磁場発生手段を撮影領域から離れた位置に配置するなどして、被検体の開放度を向上させることができる。また、下側の傾斜磁場発生手段については、テーブルの下部の空間を有効活用して、傾斜磁場発生手段の効率を高めることができる。

【0021】本発明のMRI装置では更に、前記一対の磁場発生手段および前記一対の傾斜磁場発生手段が前記

撮影領域を挟んで水平方向に対向して配置されている（請求項8）。

【0022】この構成は、開放型水平磁場方式のMRI装置に対応するものである。対称型の磁場発生手段を有するMRI装置では、垂直磁場方式と同様であるが、非対称型の磁場発生手段を有するMRI装置では、磁場発生手段の非対称な形状に合わせて、傾斜磁場発生手段の構造、寸法を撮影領域の中心を基準にして非対称に構成することにより、被検体の開放度、傾斜磁場発生手段の効率を向上することができる。

【0023】本発明のMRI装置では更に、撮影領域を挟んで対向して配置され、該撮影領域に均一磁場を生成する一対の磁場発生手段と、前記磁場発生手段の内側に配置され、前記撮影領域に傾斜磁場を生成する傾斜磁場発生手段とを具備するMRI装置において、前記傾斜磁場発生手段が前記一対の磁場発生手段のうちの一方の磁場発生手段の側のみ配置されている（請求項9）。

【0024】この構成では、通常一対で設置される傾斜磁場発生手段のうちの一方の傾斜磁場発生手段を削除し、傾斜磁場発生手段の非対称性を徹底したものである。この結果、傾斜磁場発生手段を削除した側については、その分だけ空間が拡がり、被検体の開放度が向上する。

【0025】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施例を添付図面に基づき具体的に説明する。図1に本発明のMRI装置の第1の実施例の要部を示す。本実施例は撮影領域7に均一な磁場を発生させる垂直磁場方式のMRI装置である。撮影領域7を挟んで上下方向に上側磁場発生ユニット1と下側磁場発生ユニット2が対向して配置され、撮影領域7に均一な磁場を作っている。また、上側磁場発生ユニット1の下部および下側磁場発生ユニット2の上部には、上側傾斜磁場コイルユニット21および下側傾斜磁場コイルユニット22が配置されている。

【0026】上下の磁場発生ユニット1、2としては、従来技術である永久磁石や超電導磁石などを用いることができる。また、鉄などの強磁性体により磁束を誘導して、均一磁場発生的手段として用いることもできる。

【0027】上下の傾斜磁場コイルユニット21、22は、渦巻状コイル、同心円コイルまたはそれらの組合せから成り、傾斜した磁場を撮影領域7に発生させる。本実施例においては、傾斜磁場コイルユニット21、22としてアクティブシールド型のものを用い、主コイル23、25とシールドコイル24、26とに互いに逆向きの電流を流すことにより、中央の撮影領域7に傾斜した磁場を発生させると共に、上側磁場発生ユニット1および下側磁場発生ユニット2の側への漏洩磁場を低減し、磁場発生ユニット1、2にて発生する渦電流を低減させている。

【0028】更に、本実施例では、上側傾斜磁場コイル

ユニット21の主コイル23とシールドコイル24との間の間隔d1と下側傾斜磁場コイルユニット22の主コイル25とシールドコイル26との間の間隔d2に関し、間隔d1を狭くし、間隔d2を広くしている。このように間隔d1とd2の間に差異を設けることにより、被検体に対する開放性を改善し、傾斜磁場コイルユニットの効率向上を図ることができる。

【0029】通常、撮影領域7の上側では、撮影領域7と上側傾斜磁場コイル21の主コイル23との間の空間は、撮影に直接使用されることはないが、この空間が無いまたは狭い場合には極めて閉塞的な感じを被検体を与えるので、閉所恐怖症の被検体を撮影することが困難となる。また、術者が被検体に対し何らかの施術または操作を行う場合、例えば、被検体へのカテーテルの挿管や、術者の刺激に対する被検体の反応を診る場合などには、上記の空間にて術者が被検体に対してアクセスすることになり、撮影領域7の上部の空間はMRI装置の使い方に大きく係わり、製品としての価値に直接結び付く要素となる。

【0030】従って、本実施例では、上側傾斜磁場コイルユニット21の主コイル23とシールドコイル24の間隔d1を狭くしたことにより、撮影領域7の上側の空間を拡げることができ、上記の効果を上げることができる。

【0031】また、撮影領域7の下側では、撮影領域7と下側傾斜磁場コイルユニット22の主コイル25との間に、被検体を載せたテーブル8が置かれるが、テーブル8の下側の領域は撮影領域7の上側の空間と比べて利用できる用途が少なく、空間的にみて余裕がある。このテーブル8の下側の余裕空間を有効に利用するため、本実施例では、下側傾斜磁場コイルユニット22の主コイル25をテーブル8に近接して配置することにより、下側傾斜磁場コイルユニット22の主コイル25とシールドコイル26との間隔d2を上げたものである。一般的に、傾斜磁場コイルユニットの主コイルとシールドコイルの組合せによって傾斜磁場を発生する場合、主コイルとシールドコイルとの間隔d1、d2と磁場の効率はほぼ比例関係にある。従って、下側傾斜磁場コイルユニット22については、主コイル25とシールドコイル26との間隔d2を広くとることにより効率の良い傾斜磁場コイルユニットにすることができる。

【0032】図2に、本実施例の傾斜磁場コイルユニット21、22に用いられる平板状アクティブシールド型コイルのコイルパターンの一例を示す。図示のものはX軸方向の主コイル（23X、25X）に対応するコイルパターンの例である。中心線（Y軸）31の左右に2個の対称な形状のコイルパターン32、33が配列されている。Z軸方向の主コイルに対応するコイルパターンとしては、本実施例では1個のパターンが中心に配列されている。これらのコイルパターンは渦巻状または同心円

状に作られており、公知のものと同様のパターンである。シールドコイルのパターンは主コイルとほぼ相似形で、主コイルを覆うように一まわり大きめに作られている。

【0033】図3は、本実施例の傾斜磁場コイルユニット21、22を撮影領域7の上下に配置した例である。傾斜磁場コイルユニット21、22は通常X軸、Y軸、Z軸の3軸方向の傾斜磁場を発生する3組の傾斜磁場コイルから成るが、その中のX軸方向のものを図3(a)に、Z軸方向のものを図3(b)に示す。Y軸方向のものは、X軸方向のものとほぼ同じパターンで作られ、X軸方向のものと直交するように配置される。図示の傾斜磁場コイルのパターンは簡略化してあるが、実際には図2に示す如くコイル線材が高密度に配置されている。これらのコイルパターンは公知のものと同様のものである。

【0034】図3(a)において、上下方向がZ軸方向、左右方向がX軸方向で、X軸方向の傾斜磁場を作るアクティブシールド型傾斜磁場コイル21X、22Xが上下方向に配置されている。本実施例の傾斜磁場コイル21X、22Xはそれぞれ撮影領域7に近い側に配置された主コイル23X、25Xと撮影領域7から遠い側に配置されたシールドコイル24X、26Xとから構成される。図示の主コイル23X、25Xおよびシールドコイル24X、26Xには円板状の基板上に最適化された2個の同心円状のコイルが形成され、電流が通じられている。

【0035】X軸方向の傾斜磁場コイル21X、22Xの主コイル23X、25Xおよびシールドコイル24X、26Xは4個とも図2または図3(a)に示した如く中心線の左右に配置された2個のコイルパターンから構成される。X軸方向の傾斜磁場を発生する際に主コイル23X、25Xの2個のコイルパターンに流す電流の向きはそれぞれ逆向きになっている。例えば、図2において、右側のコイルパターン32に左まわりの電流を流すときには、左側のコイルパターン33には右まわりの電流を流すことになる。また、上側の主コイル23Xと下側の主コイル25Xとでは、同じ位置にあるコイルパターンについては同じ向きの電流を流す。その結果、撮影領域7に所望のX軸方向の傾斜磁場が得られる。また、シールドコイル24X、26Xは、主コイル23X、25Xが傾斜磁場コイルの外側に発生した不要な磁場をシールドするのに必要な逆向きの磁場を作る。このため、シールドコイル24X、26Xの各コイルパターンに流す電流の向きは、主コイル23X、25Xの対応する位置にあるコイルパターンに流す電流の向きとは逆向きにする。

【0036】主コイル23X、25Xとシールドコイル24X、26Xとは、上記の如くそれぞれについて最適化されたパターンを使用しているが、両者を比較する

と、(1)主コイルにはシールドコイルよりも多くの電流量(電流密度に相当)が通電されること、(2)主コイルの面積はシールドコイルより小さく作られていること、(3)主コイルとシールドコイルとはそれぞれ逆向きの電流が流れること、などの相違点がある。上記の主コイルとシールドコイルとの電流密度の差異については、それぞれのコイル導体に流れる電流値に差異を設ける場合もあるが、多くの場合は主コイルの巻き線密度をシールドコイルよりも高くして巻き数を増し、主コイルとシールドコイルの巻き線を直列に接続することにより電流密度に差異を設けている。

【0037】図3(a)において、本実施例のX軸方向傾斜磁場コイル21X、22Xでは、上側傾斜磁場コイル21Xの主コイル23Xとシールドコイル24Xの間隔d1は従来のものより狭く、下側傾斜磁場コイル22Xの主コイル25Xとシールドコイル26Xの間隔d2は従来のものより広く設定され、上側傾斜磁場コイル21Xと下側傾斜磁場コイルとは、撮影領域7に対し、非対称に配置されている。

【0038】撮影領域7を基準にした場合、上側傾斜磁場コイル21Xの主コイル23Xは撮影領域7から離れた位置に配置されるので、主コイル23Xによって撮影領域7に生成される磁場が低下するので、主コイル23Xに通電する電流の電流密度を大きくして、撮影領域7の傾斜磁場が適正值になるように補正する。また、下側傾斜磁場コイル22Xの主コイル25Xは撮影領域7に近い位置に配置されるので、主コイル25Xによって撮影領域7に生成される磁場が上昇するので、主コイル25Xに通電する電流の電流密度を小さくして、撮影領域7の傾斜磁場が適正值になるように補正する。その結果、撮影領域7内にはX座標に比例したX軸方向の傾斜磁場が生成される。

【0039】次に、上側傾斜磁場コイル21Xのシールドコイル24Xは主コイル23Xに近接して配置されているので、シールド効果を上げるために、シールドコイル24Xに通電する電流の電流密度を大きくする。また、下側傾斜磁場コイル22Xのシールドコイル26Xは主コイル25Xから離れて配置されているので、シールドコイル26Xに通電する電流の電流密度を小さくする。

【0040】上記において、各コイルの電流密度は、各コイルの巻き線の密度、すなわち巻き線の粗密、および各コイルの巻き線に流す電流値に依存するので、各コイルの電流密度を制御するためには、各コイルの巻き線密度または電流値、あるいは巻き線密度と電流値の両方を制御すればよい。

【0041】図3(b)においては、Z軸方向の傾斜磁場を作るアクティブシールド型傾斜磁場コイル21Z、22Zが上下方向に配置されている。方向は上下方向がZ軸方向である。Z軸方向の傾斜磁場コイル21Z、22Z

2Zは主コイル、シールドコイルとも、X軸方向およびY軸方向の主コイル、シールドコイルと組で重ねて配置されている。このため、上側傾斜磁場コイル21Zの主コイル23Zは撮影領域7から離れて配置され、下側傾斜磁場コイル22Zの主コイル24Zは撮影領域7に近付けて配置されている。

【0042】Z軸方向の傾斜磁場コイル21Z、22Zは、主コイル23Z、25Z、シールドコイル24Z、26ZともZ軸に対称なコイルパターンで作られている。すなわち、円板状の基板上に最適化された1個の同心円状のコイルパターンが形成され、電流が通じられている。主コイル23Z、25Zおよびシールドコイル24Z、26Zへの電流の流し方、両コイルの関係、すなわち通電する電流量（電流密度に相当）、面積、電流の向きについては、上記のX軸方向の傾斜磁場コイルの場合と同様である。主コイル23Zと25Zとは、それぞれ1個のコイルパターンに電流を流すことにより、撮影領域7内にZ座標に比例したZ軸方向の傾斜磁場を生成している。

【0043】また、Z軸方向の傾斜磁場コイル21Z、22Zについても、撮影領域7に対して非対称に配置しているので、X軸方向の傾斜磁場コイル21X、22Xの場合と同様に、各コイルの電流密度を制御して、撮影領域7の傾斜磁場が適正值となり、傾斜磁場コイルの外側の漏洩磁場をシールドするように補正している。

【0044】図4に本発明のMRI装置の第2の実施例の要部を示す。本実施例は開放型の水平磁場方式のMRI装置で、中央の撮影領域7に対して左右に1対の磁場発生ユニット、左側磁場発生ユニット41と右側磁場発生ユニット42が配置されている。この磁場発生ユニットの場合、右側磁場発生ユニット42の外径が左側磁場発生ユニット41の外径よりも小さく作られている。図示では、被検体を載置したテーブル8の撮影領域7への挿入を、紙面に垂直な方向から行うようにしているが、一対の磁場発生ユニットの中央部の一方または両方に穴を設けても良く、その場合にはこの穴を用いて被検体を左または右方向から撮影領域7に挿入することができる。このような構造のMRI装置の磁石の例は、特開平9-117436号公報に開示されている。

【0045】本実施例において、傾斜磁場コイルユニットは、左右の磁場発生ユニットの外径に合わせて構成されている。外径の大きい左側磁場発生ユニット41に対しては外径の大きい左側傾斜磁場コイルユニット43が、外径の小さい右側磁場発生ユニット42に対しては外径の小さい右側傾斜磁場コイルユニット44が、中央の撮影領域7を挟んでそれぞれ配置されている。左側傾斜磁場コイルユニット43は大径の主コイル45とシールドコイル46とから構成され、右側傾斜磁場コイルユニット44は小径の主コイル47とシールドコイル48とから構成されている。

【0046】本実施例においても、第1の実施例の場合と同様に、傾斜磁場コイルユニット43、44のシールドコイル46、48は対応する主コイル45、47に比し、大きい面積を有するが、コイルパターンの電流密度を小さく設定している。また、主コイル45、47、シールドコイル46、48とも、X軸、Y軸、Z軸の3軸方向のコイルを有し、これらのコイルは第1の実施例と同様に構成されている。

【0047】次に、本実施例の場合のコイルへの電流の流し方について説明する。右側傾斜磁場コイルユニット44の主コイル47については左側のものに比べてその外径が小さくなるので、撮影領域7に発生する磁場を高めるために、主コイル47のコイルパターンに流す電流密度が大きくなるように制御する。電流密度を大きくするためには、第1の実施例の場合と同様に、コイルパターンに流す電流値を大きくするか、コイルパターンの巻き線密度を増加する。シールドコイル48については、その外径が主コイル47と同様に小径で、かつ主コイル47に近接して配置されているので、シールド効果を高めるためにシールドコイル48のコイルパターンに流す電流密度が大きくなるように制御する。左側傾斜磁場コイルユニット43については、その外径は右側のものに比べて大きい、従来品と比べて大差ないので、主コイル45およびシールドコイル47の電流密度は従来品と同等で良い。また、この外径が従来品と比べて大きくなる場合には、主コイル45およびシールドコイル47の電流密度が小さくなるように制御すればよい。

【0048】図5には、本実施例の傾斜磁場コイルユニットによって作られる傾斜磁場の磁束の流れ図を参考のために示す。図5(a)はX軸の傾斜磁場の例、図5(b)はZ軸方向の傾斜磁場の例である。図5(a)において、X軸方向の傾斜磁場コイルユニットは水平方向（Z軸方向）に配置されている。撮影領域7の左側には、外径の大きい左側傾斜磁場コイルユニット43の主コイル45Xとシールドコイル46Xが配置され、撮影領域7の右側には、外径の小さい右側傾斜磁場コイルユニット44の主コイル47Xとシールドコイル48Xが配置されている。黒い三角印51は磁束の流れを示しており、撮影領域7内には上下方向（X軸方向）にX座標に比例した傾斜磁場が生成されている。

【0049】図5(b)においても、Z軸方向の傾斜磁場コイルユニットが水平方向（Z軸方向）に配置されている。撮影領域7の左側には外径の大きい左側傾斜磁場コイルユニット43の主コイル45Zとシールドコイル46Zが配置され、撮影領域7の右側には外径の小さい右側傾斜磁場コイルユニット44の主コイル47Zとシールドコイル48Zが配置されている。撮影領域7内には左右方向（Z軸方向）にZ座標に比例した傾斜磁場が生成されている。

【0050】上記の如く、傾斜磁場コイルユニット4

3、44を磁場発生ユニット41、42の外径に合わせて作ることにより、磁石によって作られる開放的な空間を減らすことなく、撮影領域7に傾斜磁場を発生させることができるので、被検体に対し、よりアクセス性の高い水平磁場方式のMRI装置を提供することができる。

【0051】また、第2の実施例の如き磁場発生ユニットの配列の場合、撮影領域7が大径の左側磁場発生ユニット41に近接して形成される傾向にあるので、小径の右側磁場発生ユニット42に対して配置される右側傾斜磁場コイルユニット44を省いて、撮影領域7に近い左側傾斜磁場コイルユニット43のみで撮影領域7に傾斜磁場を作ることとも可能である。この場合には、右側の空間が拡がり開放度が改善される。このような構成は第1の実施例の如き垂直磁場方式の場合に可能で、上側の磁場発生ユニットが小径の場合などに有効である。

【0052】

【発明の効果】以上説明した如く、本発明のMRI装置によれば、撮影領域の両側に配置した傾斜磁場発生手段を非対称に構成したことにより、撮影領域に挿入される被検体の開放度の向上が図られ、また、傾斜磁場発生手段の磁場発生効率の向上が図られる。

【0053】本発明における非対称傾斜磁場発生手段を開放型垂直磁場方式のMRI装置と組み合わせた場合には、上側の傾斜磁場発生手段を撮影領域から離れた位置に配置することにより、被検体の上側の空間が拡がることにより被検体の開放性が向上する。また、下側の傾斜磁場発生手段については、それを構成する主コイルを撮影領域に近接して配置して、シールドコイルとの間隔を拡げることにより、傾斜磁場の発生効率を向上することができる。

【0054】また、本発明における非対称傾斜磁場発生手段を開放型水平磁場方式のMRI装置、例えば非対称な磁場発生手段を具備するMRI装置と組み合わせた場合には、本発明の傾斜磁場発生手段は、寸法的な非対称

性により、磁場発生手段に寸法的に適合して被検体の開放性を改善し、かつ構造的な非対称により、撮影領域に適正な傾斜磁場を生成することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のMRI装置の第1の実施例の要部。

【図2】本実施例の傾斜磁場コイルユニットに用いられる平板状アクティブシールド型コイルのコイルパターンの一例。

【図3】本実施例の傾斜磁場コイルユニットを撮影領域の上下に配置した例。

【図4】本発明のMRI装置の第2の実施例の要部。

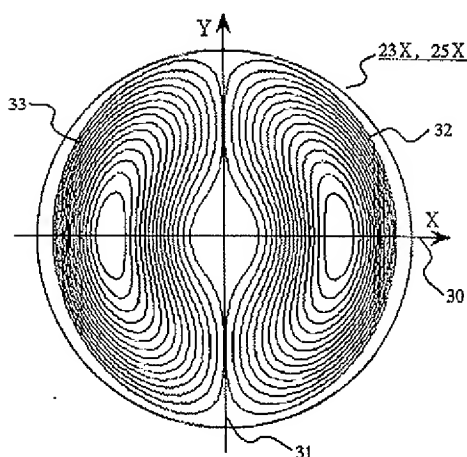
【図5】本実施例の傾斜磁場コイルユニットによって作られる傾斜磁場の磁束の流れ図。

【図6】従来のMRI装置の要部。

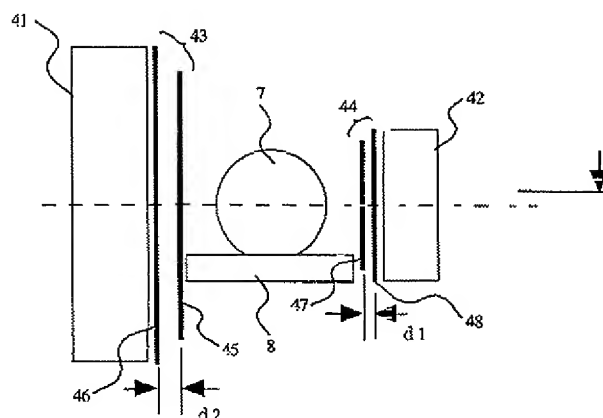
【符号の説明】

- 1 上側磁場発生ユニット
- 2 下側磁場発生ユニット
- 3、21 上側傾斜磁場コイルユニット
- 4、22 下側傾斜磁場コイルユニット
- 5、23、23X、23Z、25、25X、25Z、45、45X、45Z、47、47X、47Z 主コイル
- 6、24、24X、24Z、26、26X、26Z、46、46X、46Z、48、48X、48Z シールドコイル
- 7 撮影領域
- 8 テーブル
- 31 中心線（Y軸）
- 32 右側コイルパターン
- 33 左側コイルパターン
- 41 左側磁場発生ユニット
- 42 右側磁場発生ユニット
- 43 左側傾斜磁場コイルユニット
- 44 右側傾斜磁場コイルユニット
- 51 磁束

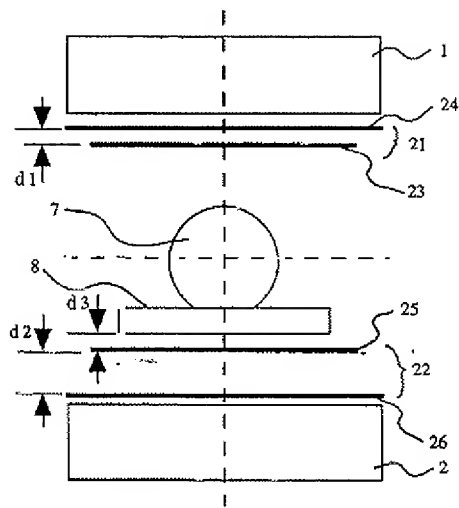
【図2】



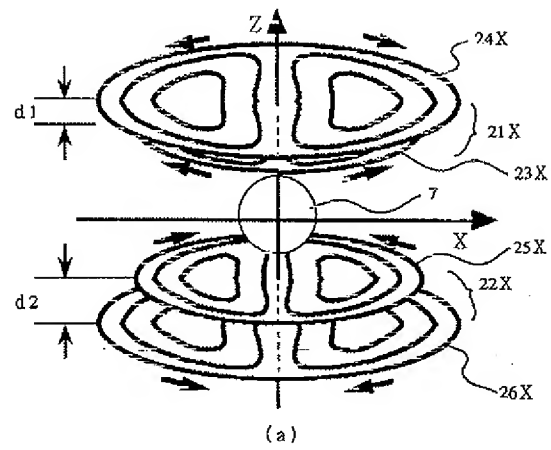
【図4】



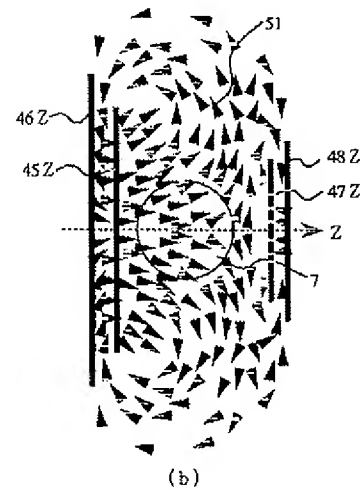
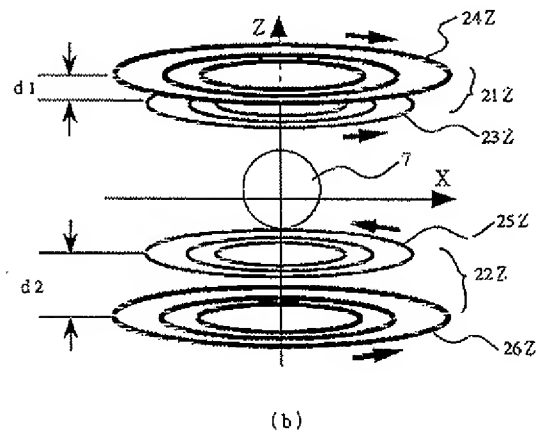
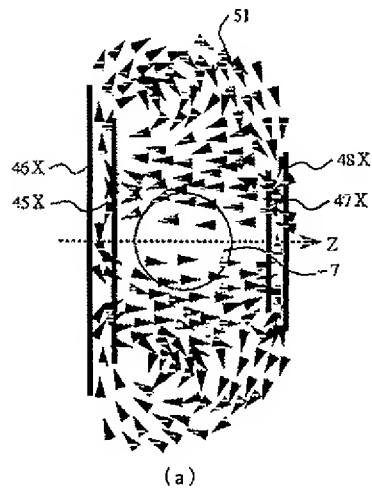
【図1】



【図3】



【図5】



【図6】

